

VU Research Portal

Stabiliteit in menselijk bewegen. Deel 2: een biologisch perspectief

van Dieen, J.H.

published in

Physios

2012

[Link to publication in VU Research Portal](#)

citation for published version (APA)

van Dieen, J. H. (2012). Stabiliteit in menselijk bewegen. Deel 2: een biologisch perspectief. *Physios*, 4(3), 37-44.

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

E-mail address:

vuresearchportal.ub@vu.nl

Stabiliteit in menselijk bewegen

Deel 2: een biologisch perspectief

Jaap van Dieën

Prof.dr. J. H. van Dieën, Interfacultair Onderzoeksinstituut MOVE, Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit Amsterdam

Samenvatting

Een stabiel systeem heeft als kenmerk dat het verstoringen kan opvangen. Verstoringen van de stand van een gewricht zijn tegen te gaan door middel van stijfheid en demping door structuren die het gewricht overspannen. Passieve gewrichtsstructuren, zoals ligamenten, leveren stijfheid en demping die verstoringen tegengaan, maar dit is in de meeste gevallen onvoldoende om een stabiele situatie te bereiken. Schade aan en degeneratie van deze gewrichtsstructuren zorgen zelfs voor meer problemen. Ook spieren leveren stijfheid en demping, en doen dat in grotere mate naarmate ze meer actief zijn. Een gewricht is daarom te stabiliseren door de spieren rond het gewricht te activeren. De bijdrage van deze biologische veren en dempers aan de kwaliteit van de controle van houding en beweging wordt uitgewerkt in dit deel van deze serie over stabiliteit in menselijk bewegen.

systeem stabiel is en wanneer het dat is, wat de 'performance' en 'robustness' van het systeem zijn. Veren en dempers zijn de elementen die voor respectievelijk stijfheid en demping zorgen in technische systemen. Ligamenten en spieren leveren beide zowel stijfheid als demping in het menselijk bewegingsapparaat. De bijdrage van deze biologische veren en dempers aan de kwaliteit van de controle van houding en beweging wordt uitgewerkt in dit deel van deze serie.

Leerdoelen

Na het bestuderen van dit artikel:

- ▶ kunt u de bijdrage van gewrichtsstructuren aan de controle van gewrichtspositie en -beweging beschrijven;
- ▶ kunt u de bijdrage van de stijfheid van spieren aan de controle van gewrichtspositie en -beweging beschrijven;
- ▶ heeft u inzicht in de rol van cocontractie in de controle van gewrichtspositie en -beweging;
- ▶ heeft u inzicht in de compensatie die tussen spieren en gewrichtsstructuren kan bestaan in de controle van gewrichtspositie en -beweging;
- ▶ kent u de anatomische eigenschappen van spieren die bijdragen aan de controle van gewrichtspositie en -beweging.

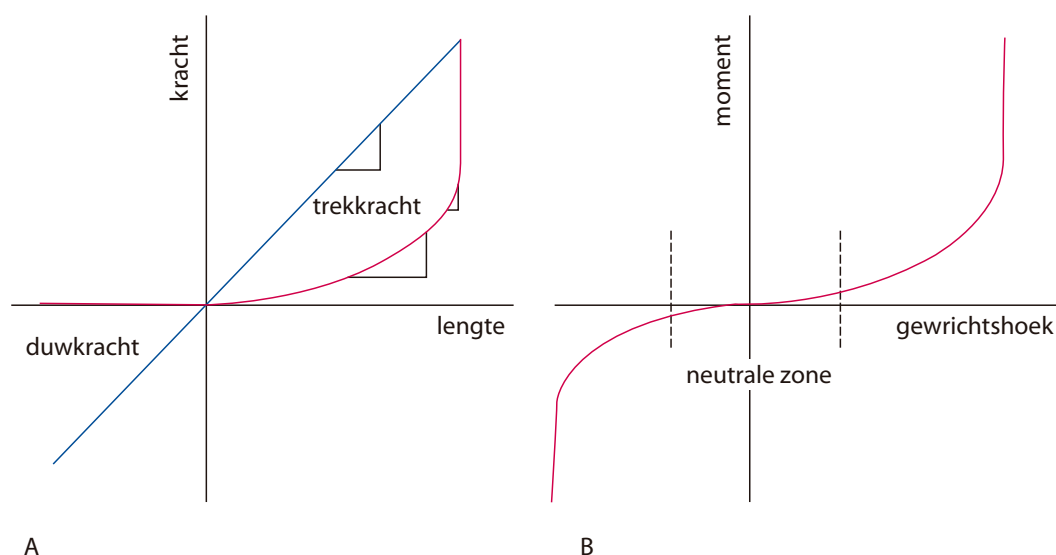
Inleiding

In het eerste deel van deze serie artikelen over stabiliteit in het menselijk bewegen is beargumenteerd dat de stijfheid en demping in een systeem bepalen of een

De bijdrage van passieve structuren aan de stabiliteit

In het menselijk bewegingsapparaat werken passieve weefselstructuren zoals ligamenten en gewrichtskapsels tot op zekere hoogte net als mechanische veren en dus kunnen ze bijdragen aan de stabiliteit. Naast stijfheid leveren deze structuren ook demping, dankzij de visco-elastische eigenschappen van het bindweefsel. Visco-elastisch wil zeggen dat het weefsel zowel eigenschappen van een vaste stof (elastisch) heeft als van een vloeistof (viskeus). Dit betekent dat de weerstand tegen vervorming zowel afhankelijk is van de mate van vervorming (stijfheid ofwel het elastische gedrag) van de structuur als van de snelheid waarmee de structuur vervormt (demping ofwel het viskeuze gedrag). Denk bij het laatste maar aan het bewegen van de hand door

- Dit artikel is het vervolg op het artikel 'Stabiliteit in menselijk bewegen, deel 1: een mechanisch perspectief', verschenen in Physios 2012, nr. 2.



Figuur 1 A Een lineaire (blauw) en niet-lineaire (rood) relatie tussen lengte en kracht, typisch voor respectievelijk een veer en een ligament. De helling van de lijnen is de stijfheid (weergegeven met de driehoekjes). De stijfheid is constant voor een veer en, afhankelijk van de lengte, variabel voor een ligament. B De niet-lineaire relatie tussen moment en hoekverandering van een gewricht. Door de niet-lineaire stijfheid van ligamenten aan weerszijden van het gewricht ontstaat een niet-lineaire, maar min of meer symmetrische relatie. In het midden van het bewegingsbereik is de stijfheid zeer laag (neutrale zone).

het water, de weerstand tegen deze beweging is groter wanneer de hand sneller beweegt.

De stijfheid van ligamenten (en gewrichtskapsels) is mede afhankelijk van de voorafgaande belasting op deze structuren door het fenomeen 'kruip'.^{1,2,3} Kruip is de benaming voor het proces dat onder een langdurige, constante belasting materiaal of weefsels geleidelijk vervormen. Dit houdt in dat bij langdurige trekbelasting op ligamenten en gewrichtskapsel de lengte geleidelijk toeneemt en dus de stijfheid geleidelijk afneemt.

Biologische weefsels, zoals ligamenten en gewrichtskapsels, vertonen niet-lineair mechanisch gedrag (zie figuur 1A), met een lage stijfheid wanneer ze weinig opgerekt zijn en een hogere stijfheid op grotere lengtes. Een onderdeel van dit niet-lineaire gedrag is ook dat deze structuren vanaf een bepaalde lengte (de rustlengte) geen kracht meer kunnen leveren. De reden hiervan is dat deze weefsels alleen trekkrachten kunnen leveren en geen duwkrachten. Op het niveau van het gewricht zal een min of meer symmetrische plaatsing van ligamenten rond het gewricht dit aspect van niet-lineariteit opheffen. De stijfheid van een gewricht is dan ook vaak min of meer symmetrisch rond de neutrale stand van het gewricht zoals in figuur 1B is weergegeven.

De neutrale stand van een gewricht wordt ook wel aangeduid als de 'neutrale zone' en is gekenmerkt door een lage stijfheid.^{4,5} Deze lage stijfheid is uitermate functio-

neel omdat dit in het midden van het bewegingsbereik beweging toestaat zonder veel weerstand. Dit betekent dat in de neutrale stand de meeste gewrichten, onder het gewicht van de erboven gesitueerde segmenten, instabiel zouden zijn wanneer de ligamenten en kapsels de enige stabiliserende structuren waren.⁶ De bijdrage van actieve elementen zoals spieren is dan ook van groot belang voor de stabiliteit van gewrichten. Daarover later meer.

Letsel en degeneratie van passieve structuren

In schijnbare tegenspraak met het feit dat de passieve eigenschappen van gewrichtsstructuren alleen niet toereikend zijn voor stabiliteit, blijken letsel en degeneratie van deze gewrichtsstructuren tot problemen in de controle van houding en beweging en zelfs tot instabiliteit te kunnen leiden. Het is evident dat een partiële ruptuur van een ligament de stijfheid van dit ligament zal verlagen. Maar ook schade aan andere gewrichtsstructuren, zoals de tussenwervelschijf of de eindplaten van de wervels, heeft vergelijkbare effecten op de stijfheid van het gewricht.^{7,8}

De afgenomen stijfheid van passieve structuren als gevolg van een letsel lijkt in sommige gevallen een directe relatie te hebben met stabiliteitsproblemen. Dit is bijvoorbeeld het geval bij patiënten die herhaaldelijk instabiliteit van de knie ervaren na een ruptuur van de voorste kruisband.⁹

Testen van stabiliteit

Vanuit het 'orthopedische perspectief' op stabiliteit wordt de stijfheid of de inverse daarvan, de laxiteit, van de gewrichtsstructuren gezien als bepalend voor de stabiliteit. Tests die worden gebruikt voor het bepalen van de stabiliteit geven feitelijk een schatting van de stijfheid of laxiteit door verplaatsing en weerstand aan elkaar te relateren. Dit gebeurt ofwel handmatig (bijv. met een schuifladetest van de knie) ofwel met behulp van een instrument (bijv. de KT-1000). In de mechanische definitie van stabiliteit die in het eerste deel van deze reeks werd geïntroduceerd, draagt stijfheid inderdaad bij aan stabiliteit, maar is het niet de enige factor. Bij de gebruikelijke stabiliteitstests wordt de dempende werking van gewrichtsstructuren immers niet getest, terwijl die voor gewrichtsstabiliteit onmisbaar is.

Minder voor de hand liggend wellicht, blijkt dat ook degeneratieve veranderingen van het gewricht dergelijke effecten hebben.^{10,11} Een voorbeeld van instabiliteit als gevolg van degeneratie is het optreden van een degeneratieve scoliose,^{12,13,14} waarbij de wervelkolom is 'geknikt' onder de invloed van het gewicht van het bovenlichaam. Een andere situatie is die van lage rugpijn waarvan wordt verondersteld dat dit het gevolg is van een verlies van stijfheid van de intervertebrale gewrichten ten gevolge van degeneratie, waardoor excessieve bewegingen en dientengevolge pijnprovocatie door inklemming of rek van weefsels zouden kunnen optreden.⁴ Ook is gebleken dat een verminderde stijfheid van de knie bij artrose gerelateerd is aan een verminderd loopvermogen.¹⁵

Studievragen

- ▶ Hoe dragen ligamenten bij aan de 'performance' van een gewricht?
- ▶ Noem twee redenen waarom de bijdrage van ligamenten aan de 'performance' van een gewricht beperkt is.

Bijdrage van spieren aan stabiliteit

Zoals in de vorige paragraaf beschreven, kunnen in de meeste gewrichten alleen passieve gewrichtsstructuren niet voor stabiliteit zorgen, maar blijken spieren onontbeerlijk. Een spier kan zowel in actieve als passieve staat bijdragen aan stabiliteit.

Niet-aangespannen spieren ('passieve spieren') hebben enige passieve stijfheid door rek van niet-contractiele eiwitten in de spier, ook wel aangeduid met de parallel-elasticiteit. Deze stijfheid is net als die van ligamenten sterk niet-lineair, dat wil zeggen dat passieve spieren

pas bij een grote spierlengte substantiële stijfheid hebben. Daardoor dragen passieve spieren net als ligamenten in het midden van het bewegingsbereik van een gewricht weinig bij aan de stabiliteit.

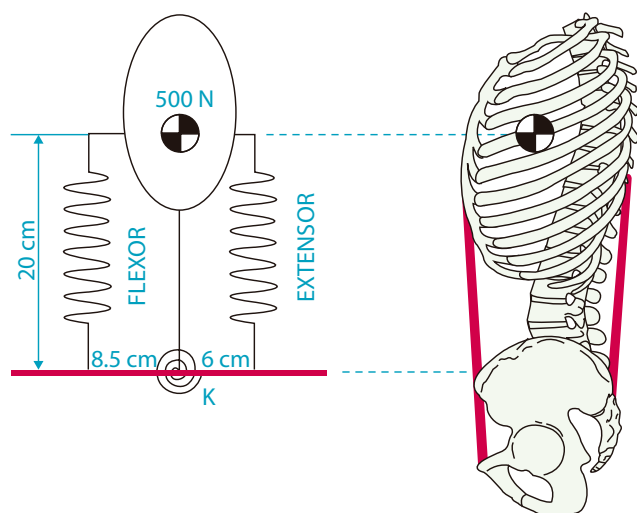
Wanneer spieren actief zijn, is hun stijfheid ook op kleinere spierlengtes aanzienlijk. Deze actieve stijfheid is het resultaat van de bindingen tussen de actine- en myosinefilamenten in de spiervezels die bij een spiercontractie worden gemaakt. Deze bindingen zijn niet makkelijk op te rekken en leveren dus een aanzienlijke stijfheid. Verder is de actieve te genereren kracht in een spier afhankelijk van de lengte van de spier.

Dit uit zich over het algemeen in een toename van de spierkracht bij een toename van de lengte omdat bij hogere spierlengtes meer bindingen tussen actine- en myosinefilamenten worden gevormd bij gelijkblijvende spieractiviteit. Dit werkt dus ook als een vorm van stijfheid, een toename in trekkracht bij een toename in lengte. Omdat het contractiele deel van de spier in serie geschakeld is met de pees, heeft ook de elasticiteit van de pees invloed op de actieve spierstijfheid. Dit wordt ook wel serie-elasticiteit genoemd. Hoewel spierstijfheid dus een complex fenomeen is, blijkt dat de stijfheid vrijwel lineair toeneemt met de door de spier geleverde kracht.¹⁶

Naast stijfheid leveren actieve spieren ook een zekere mate van demping doordat ze relatief meer weerstand leveren tegen snellere lengteverandering. Actieve spieren kunnen dus gezien worden als een combinatie van een veer en een demper, parallel werkend aan de ligamenten. Bijkomend voordeel is dat de mate van stijfheid en de demping van spieren te regelen zijn door het centraal zenuwstelsel, daar beide toenemen met de mate van spieractiviteit.

De rol van cocontractie in het bereiken van een stabiel evenwicht

Het omgekeerde slingermodel, dat in het vorige artikel in deze reeks werd gebruikt, heeft een massa en afmetingen die redelijk overeenkomen met die van de menselijke romp, waarbij het scharniergewricht het lumbosacrale gewricht representeert. Zo'n omgekeerde slinger is te stabiliseren met een veer en een demper. Als aan de veer en demper eigenschappen worden toegekend die lijken op de eigenschappen van de passieve structuren van de intervertebrale gewrichten, is de slinger echter niet instabiel. Cholewicki en collega's maakten een vergelijkbaar model met daarin een romp-



Figuur 2 Schematische weergave van het rompmodel van Cholewicki en collega's (1997)¹⁷ waarin de romp wordt gerepresenteerd door een omgekeerde slinger, gestabiliseerd door gewrichtsstructuren met een lage stijfheid (K) en een extensor- en flexorspier met een stijfheid die afhankelijk is van de geleverde spierkracht.

flexor en een rompentensor, gemodelleerd als veren met een stijfheid die proportioneel is aan de door de spier geleverde kracht (zie figuur 2).¹⁷ Met dit model werd alleen een statische analyse uitgevoerd, daarom was de factor 'damping' in het model niet relevant. Het model werd geplaatst in houdingen variërend van 20 graden extensie tot 20 graden flexie.

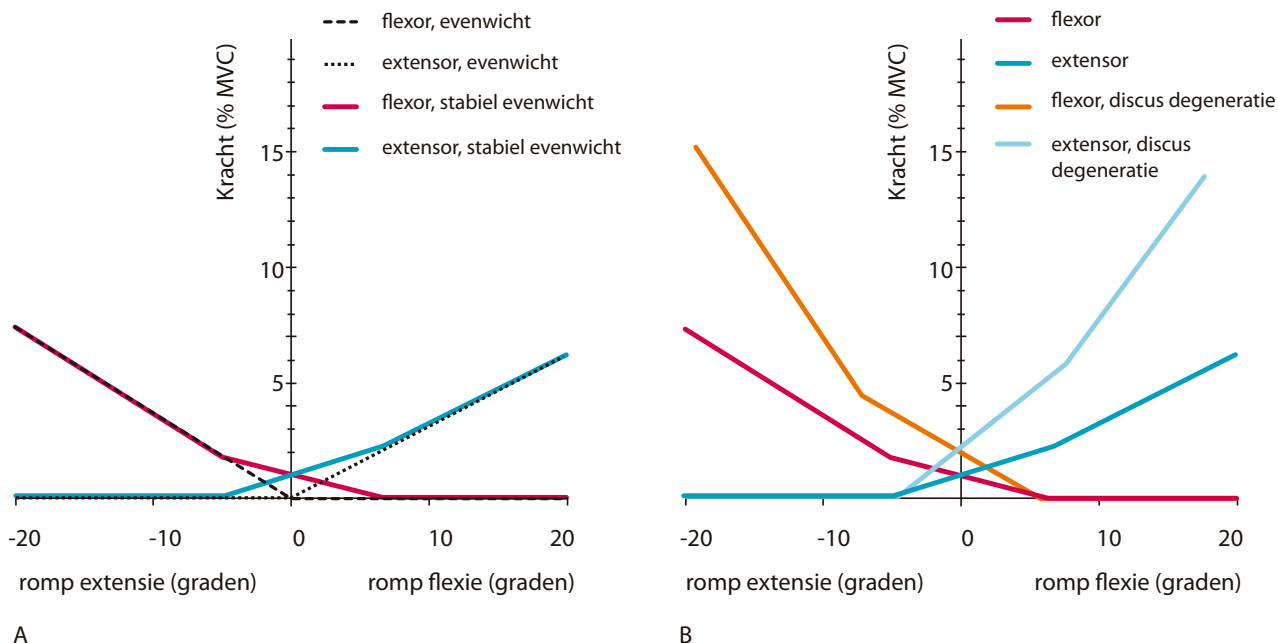
Eerst werd met behulp van het model berekend wat de spierkracht in beide spieren bij elke hoek zou moeten zijn om de romp in mechanisch evenwicht te houden. Een toestand in mechanisch evenwicht betekent dat de som van alle inwerkende krachten en momenten nul is. Uit het model blijkt dat wanneer de romp geëxtendeerd is en het model in mechanisch evenwicht moet zijn, er meer spierkracht van de flexor nodig is om het extenderende moment van de zwaartekracht tegen te werken. De kracht geleverd door de flexor neemt af als het model de rechtopstaande houding nadert en is nul wanneer het model rechtop staat, immers de zwaartekracht levert nu geen moment meer omdat het zwaartepunt recht boven het gewricht ligt (zie figuur 3A). Omgekeerd geldt deze beschrijving ook voor de relatie tussen een geflexeerde positie en de activiteit van de extensor.

Wanneer het evenwicht ook stabiel ('stabiel evenwicht') moet zijn, is voldoende stijfheid van de spieren vereist. Een stabiel evenwicht betekent dat de slinger (de romp) na een inwerkende verstoringen in de evenwichtstand zal terugkeren (zie ook deel 1). Voor elke spier werd de spierkracht berekend die nodig zou zijn om in elke

hoek minimale verstoringen te weerstaan. Uit het model blijkt dat dan zowel de flexor als extensor in en rond de neutrale stand in een bepaalde mate actief zijn (zie figuur 3A), met andere woorden: er treedt een cocontractie op van deze spieren. Cholewicki en collega's deden ook metingen van spieractiviteit bij gezonde proefpersonen die langzaam van extensie naar flexie bewogen,¹⁷ en hierbij werd inderdaad cocontractie van de spieren gevonden in en rond de neutrale stand. In figuur 3A is ook te zien dat bij wat grotere flexie- of extensiehoeken geen cocontractie optreedt. Dit kan omdat bijvoorbeeld in 20 graden flexie de extensor al zo veel kracht moet leveren om de zwaartekracht tegen te werken dat zijn spierstijfheid voldoende is om de situatie stabiel te maken. Beneden een bepaalde hoek (in het model circa 5°) is de voor evenwicht benodigde kracht van alleen de extensor niet toereikend meer om voldoende spierstijfheid te bereiken om de situatie stabiel te maken. Doordat nu ook de flexor geactiveerd wordt, moet de extensor voor evenwicht wat meer kracht leveren, zodat ook de spierstijfheid toeneemt en de situatie wordt gestabiliseerd.

Spieractiviteit bij letsel en degeneratie

Om de situatie van letsel of degeneratie van het lumbosacrale gewricht te simuleren kan in het model de stijfheid van passieve gewrichtsstructuren worden verlaagd. Opnieuw wordt voor iedere houding berekend hoeveel spierkracht nodig is voor een stabiel evenwicht (zie figuur 3B). Dan blijkt allereerst dat de spieractiviteit moet worden verhoogd om het evenwicht te bereiken in geflecteerde en geëxtendeerde houdingen, immers de stijfheid van de gewrichtsstructuren draagt minder bij aan het evenwicht. Bovendien moet ook de mate van cocontractie in en rond de neutrale stand toenemen voor een stabiel evenwicht. De spieren kunnen dus een verlies aan stijfheid in de passieve weefsels compenseren door een hogere cocontractie. Zo'n modelvoorspelling is natuurlijk niet op ethisch verantwoorde wijze te toetsen bij proefpersonen. Maar ook wanneer de stabiliteit op andere wijze wordt bedreigd, bijvoorbeeld door een massa toe te voegen aan de romp, berekent het model dat een verhoogde cocontractie nodig is. Dit soort manipulaties is wel in experimenten bij gezonde proefpersonen uit te voeren en dan blijken ze inderdaad de cocontractie op te voeren, zowel in statische^{17,18} als dynamische taken.¹⁹



Figuur 3 A Modelvoorspellingen van de benodigde kracht in rompflexoren en -extensoren om mechanisch evenwicht (stippellijnen) en stabiel evenwicht (getrokken lijnen) te bereiken, afhankelijk van de hoek van de romp ten opzichte van de verticaal. B Vergelijking van de benodigde kracht in rompflexoren en -extensoren om stabiel evenwicht te bereiken, wanneer wel (oranje en lichtblauwe lijn) en geen (rode en donkerblauwe lijn) degeneratie van het tussenwervelgewricht aanwezig is.

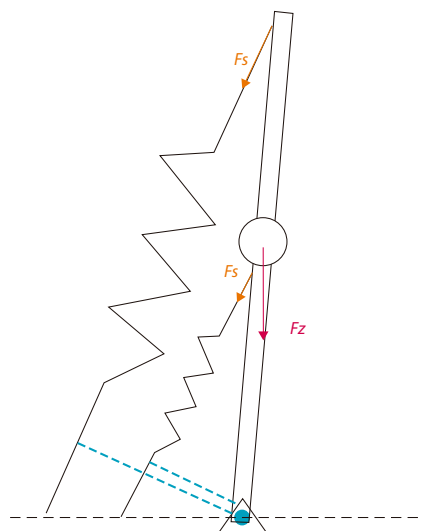
Studievragen

- ▶ Waarom is de flexor actief als de romp enigszins in extensie is?
- ▶ Waarom is zowel de flexor als de extensor actief wanneer het evenwicht in de neutrale stand stabiel moet zijn?
- ▶ Wat gebeurt er, uitgaand van een stabiel evenwicht, met de spieractiviteit in de neutrale stand wanneer de stijfheid van de veren die de passieve gewrichtsstructuren representeren, wordt verlaagd om letsel of degeneratie te simuleren?

Diepe en oppervlakkige, globale en lokale spieren

Door de besproken modellen anatomisch realistischer te maken is het mogelijk om de stabiliserende effecten te onderzoeken van spieren die verschillen in anatomische eigenschappen. Uit analyses met dergelijke modellen blijkt dat spieren met de grootste momentarm het meest kunnen bijdragen aan de stabiliteit van een gewricht.^{20,21,22} Dit is eenvoudig te begrijpen aan de hand van figuur 4. Spieren met een grotere momentarm verlengen meer per graad rotatie van het gewricht en het extra moment dat ze leveren voor elke stijging in spierkracht is dan ook groter. De stabiliserende werking van een spier is echter tot op zekere hoogte afhankelijk van de gegeven situatie, bijvoorbeeld van de stand in het gewricht.²³ Het onderscheid tussen stabiliserende en mobiliserende spieren dat nogal eens gemaakt wordt, is dan ook niet zonder meer terecht. Ook de populaire opvatting dat diepe spieren vooral belangrijk zijn voor

de stabiliteit, is dus op mechanische gronden niet waarschijnlijk. De momentarm is immers juist bij de diepe spieren klein.

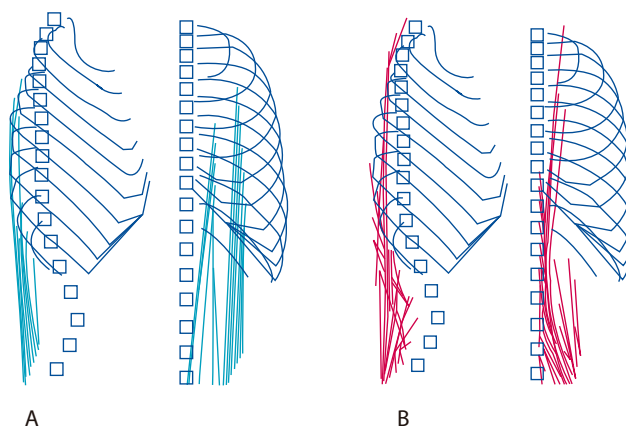


Figuur 4 Een omgekeerde slinger, gestabiliseerd door twee veren met dezelfde stijfheid. De gestippelde lijnen geven de momentarmen van de veren ten opzichte van het scharniergewricht weer. De veer die het dichtst op het scharnier is geplaatst, heeft een kortere momentarm waardoor deze bij een gegeven verandering in de hoek van de slinger minder in lengte toeneemt en dus ook minder kracht levert. Bovendien is het moment dat bij een gegeven kracht wordt geleverd, kleiner door de kleinere momentarm.

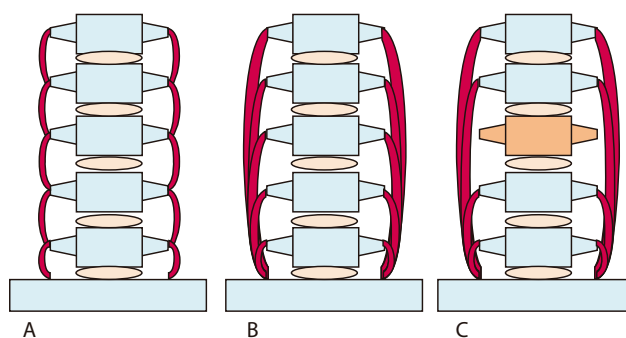
De mogelijke oorzaak van deze misvatting is de volgende. In een systeem dat bestaat uit verschillende segmenten die in serie verbonden zijn, zoals de wervelkolom, kan een onderscheid gemaakt worden in lokale en globale spieren.²⁴ Lokale spieren vormen onderlinge verbindingen tussen alle segmenten van een bepaald deel van de wervelkolom. Voor de lumbale wervelkolom zijn dit de m. multifidus, de lumbale delen van de m. longissimus en m. iliocostalis (zie figuur 5B) en aan de ventrale zijde de m. internus obliquus. Al deze spieren verbinden de lumbale segmenten met elkaar door hun aanhechtingen op de processus transversii van de lumbale wervels. Globale spieren overspannen alle gewrichten en verbinden alleen de uiterste segmenten met elkaar. Voor de lumbale wervelkolom zijn dit bijvoorbeeld de thoracale delen van de m. longissimus en m. iliocostalis (zie figuur 5A) en aan de ventrale zijde de m. rectus abdominis. De indeling in globale en lokale spieren is enigszins arbitrair, omdat de definitie afhangt van de afbakening van het aantal segmenten dat in de beschouwing wordt meegenomen. Uit perspectief van de controle van de houding van het hele lichaam zou de thoracale m. iliocostalis als een lokale spier beschouwd kunnen worden, terwijl het voor de lumbale wervelkolom een globale spier is. Om een systeem bestaand uit meerdere segmenten optimaal te stabiliseren zijn lokale spieren noodzakelijk.^{23,24} Omgekeerd zal, als er op een bepaald segment in de serie geen spieren aanhechten, het geheel instabiel zijn (zie figuur 6C). Merk op dat de lokale spieren vaak dieper liggen dan de globale spieren, maar de diepte is niet de factor die hun belang voor de stabiliteit bepaalt. Wanneer een aanhechting op elk segment aanwezig is, zijn multisegmentale spieren (zie figuur 6B), vaak meer oppervlakkig gelegen spieren, effectiever in het stabiliseren van zo'n systeem dan spieren die slechts één gewricht overspannen (zie figuur 6A).²⁰

Architectuur van spieren

Ook de architectuur van spieren is bepalend voor hun bijdrage aan de stabiliteit. Spieren met korte vezels, een grote fysiologische dwarsdoorsnede en een grote passieve stijfheid kunnen meer aan de stabiliteit bijdragen. Op basis van de verschillen in de architectuur van spieren is bijvoorbeeld voor stabilisering van de wervelkolom te verwachten dat de m. multifidus effectiever zal zijn dan de m. longissimus, die op zijn beurt effectiever zal zijn dan de m. iliocostalis.^{25,26} Hierbij zijn



Figuur 5 A Schematische weergave van de globale rugspieren, d.w.z. de spieren die insereren op ribben en bekken (de thoracale delen van de m. iliocostalis en de m. longissimus). B Schematische weergave van de lokale rugspieren, d.w.z. spieren die insereren op de lumbale wervels (m. multifidus en lumbale delen van de m. iliocostalis en de m. longissimus).



Figuur 6 Modellen van de lumbale wervelkolom met (A) segmentale rugspieren, (B) polysegmentale rugspieren en (C) polysegmentale rugspieren waarbij op één segment geen spieren insereren.

verschillen in momentsarmen, die korter is voor de m. multifidus, echter buiten beschouwing gelaten. Voor de buikspieren geldt op basis van vergelijkbare overwegingen dat van de m. obliquus internus de grootste bijdrage aan de stabiliteit verwacht kan worden.²⁷ De grotere momentsarm van de m. obliquus internus, met name voor de stabiliteit in lateroflexierichting, is hierbij een bijkomend voordeel.

Cocontractie en variabiliteit van spierkracht

Het gebruik van cocontractie om de controle over gewrichtspositie en -beweging te vergroten is enigszins paradoxaal. Spierkracht wordt altijd geleverd met enige afwijking van de benodigde kracht. Een uiting van deze beperkte precisie is bijvoorbeeld de variatie in kracht

over de tijd, die wordt gezien als een proefpersoon gevraagd wordt een constante kracht uit te oefenen. Dergelijke variatie zal afwijkingen van de beoogde houding of beweging veroorzaken en is dus te zien als een onvermijdelijke interne verstoring van het bewegen. De variatie in spierkracht neemt toe met vermoeidheid,^{28,29,30} veroudering,^{31,32} pijn³³ en blootstelling aan stressoren zoals angst en mentale inspanning.^{28,34} Maar belangrijker is dat de variatie in de kracht toeneemt met de gemiddelde kracht die geleverd wordt.^{35,36} Door de toegenomen variabiliteit in kracht zal bij grotere spieractiviteit en dus ook bij sterkere cocontractie, de omvang van de interne verstoringen toenemen. Niettemin lijkt het netto-effect van versterkte cocontractie te zijn dat de precisie van de controle over de gewrichtspositie beter wordt.³⁷ In experimenten bleken proefpersonen de cocontractie te versterken wanneer hogere precisie-eisen aan armbewegingen werden gesteld.^{38,39,40} Blijkbaar is het positieve effect van de toegenomen stijfheid door cocontractie groter dan het negatieve effect van de toegenomen krachtvariatie. Voor de controle van de romphouding werd een dergelijke toename van de cocontractie bij hogere precisie-eisen echter niet gevonden.⁴¹ Wellicht valt de balans tussen de negatieve effecten van meer spieractiviteit (meer krachtvariatie) en de positieve effecten (meer stijfheid) op de controle van houding en beweging voor de romp anders uit dan voor de armen.

Kantttekeningen bij een statische benadering van stabiliteit

De in dit artikel beschreven modellen en het merendeel van de literatuur over stabiliteit van gewrichten, gebruiken een statische benadering van het begrip 'stabiliteit'. Mogelijk is hierdoor ook in de klinische praktijk een te grote nadruk komen te liggen op het belang van cocontractie. Dit uit zich bijvoorbeeld in trainingsvormen waarin veel nadruk ligt op *bracing*, het stabiliseren van een gewricht of de romp door middel van krachtige cocontractie van de omliggende spieren. Dergelijke trainingsvormen zijn dan ook voor een deel terecht bekritiseerd.⁴² In dynamische situaties is het creëren van een hoge stijfheid met behulp van cocontractie juist ongewenst, net zo als het niet handig zou zijn om ligamenten te hebben die in het midden van het bewegingsbereik van een gewricht heel stijf zijn.

Gelukkig kan controle over de gewrichtsbeweging ook worden gerealiseerd door adequate actieve reacties op verstoringen op basis van de terugkoppeling van informatie over het verloop van de beweging (feedback). Bovendien kan anticipatie het menselijk bewegen stabiliseren, wanneer een verstoring te voorzien is. Deze regelsystemen zijn ook belangrijk omdat cocontractie energetisch inefficiënt is. Het kan daarom gunstiger zijn verstoringen achteraf te corrigeren, waarbij de respons kan worden aangepast aan de grootte van de verstoring. Bij het denken en spreken over stabiliteit is het ook van groot belang om precies te definiëren met welk systeem we ons bezighouden. Wanneer iemand bijvoorbeeld op een oefentol staat, kan hij de hoek in de enkels weliswaar stabiliseren door cocontractie van de spieren rondom deze gewrichten, maar dit zal niet helpen om de stabiliteit van het lichaam als geheel ten opzichte van de zwaartekracht te garanderen. Juist omdat het 'gewricht' tussen de oefentol en de grond geen stijfheid heeft, kan alleen reactief en door middel van beweging in de gewrichten het lichaam op de oefentol gestabiliseerd worden.⁴³

Ten slotte geldt voor het menselijk bewegen dat een zekere, blijvende afwijking van de geplande toestand in veel gevallen niet problematisch is. De controle hoeft niet altijd absoluut te zijn. Denk u in, u staat in een trein die plotseling rem. U kunt dan een stap zetten om het evenwicht te herstellen. Uw positie in de trein is blijvend veranderd, maar dit is waarschijnlijk een acceptabele afwijking. De alternatieve strategie is u zoveel mogelijk schrap zetten. Dit kan succesvol zijn, zodat uw positie in de trein behouden blijft, maar de kans op vallen (instabiliteit) is veel groter. Al met al is aanvullend op de statische beschouwing van stabiliteit een meer dynamisch perspectief nodig. Dit is het onderwerp van het volgende artikel in deze serie.

Kernpunten

- Ligamenten en gewrichtskapsels leveren naast stijfheid ook demping dankzij de visco-elastische eigenschappen van het bindweefsel.
- De stijfheid van ligamenten en gewrichtskapsels is door kruip mede afhankelijk van de voorafgaande belasting op deze structuren.
- Ligamenten en gewrichtskapsels vertonen niet-lineair mechanisch gedrag met een lage stijfheid wanneer ze weinig opgerekt zijn en een hogere stijfheid op grotere lengtes.

- De neutrale stand van een gewricht wordt aangeduid als de neutrale zone en is gekenmerkt door een lage stijfheid.
- Letsel en degeneratie kunnen de stijfheid van gewrichtsstructuren verlagen.
- Passieve spieren hebben enige passieve stijfheid die net als bij ligamenten sterk niet-lineair is.
- Actieve spieren leveren een aanzienlijke stijfheid en een zekere mate van damping doordat ze meer weerstand leveren tegen snelle lengteverandering.
- Voor het handhaven van stabiel evenwicht van een gewricht is vaak cocontractie van omliggende spieren noodzakelijk.
- Een verminderde stijfheid van gewrichtsstructuren kan gecompenseerd worden door een verhoogde cocontractie.
- In dynamische situaties is een hoge stijfheid met behulp van cocontractie ongewenst en spelen mechanismen zoals feedback en anticipatie een belangrijkere rol.

Literatuur

- 1 Viidik A. A rheological model for uncalcified parallel-fibred collagenous tissue. *J Biomech* 1968;1(1):3-11.
- 2 Little JS, Khalsa PS. Human lumbar spine creep during cyclic and static flexion: creep rate, biomechanics, and facet joint capsule strain. *Ann Biomed Eng* 2005;33(3):391-401.
- 3 Adams MA, Dolan P. Time-dependent changes in the lumbar spine's resistance to bending. *Clin Biomech* 1996;11(4):194-200.
- 4 Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992;5(4):390-7.
- 5 Smit TH, Tunen MSLM van, Veen AJ van der, Kingma I, Dieën JH van. Quantifying intervertebral disc mechanics: a new definition of the neutral zone. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2011;12:38.
- 6 Crisco JJ, Panjabi MM. Euler stability of the human ligamentous spine. Part II Experiment. *Clinical Biomechanics* 1992;7:27-32.
- 7 Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ. Disc injury effects on three-dimensional viscoelastic properties of the human spine. *Transactions of the Orthopaedic Research Society* 1980;5:118.
- 8 Zhao FD, Pollintine P, Hole BD, Dolan P, Adams MA. Discogenic origins of spinal instability. *Spine* 2005;30(23):2621-30.
- 9 McDaniel WJ Jr, Dameron TB Jr. Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(5):696-705.
- 10 Esch M van der, Steultjens M, Wieringa H, Dinant H, Dekker J. Structural joint changes, malalignment, and laxity in osteoarthritis of the knee. *Scand J Rheumatol* 2005;34(4):298-301.
- 11 Quint U, Wilke HJ. Grading of degenerative disk disease and functional impairment: imaging versus patho-anatomical findings. *Eur Spine J* 2008;17(12):1705-13. doi:10.1007/s00586-008-0787-6.
- 12 Perennou D, Marcelli C, Herisson C, Simon L. Adult lumbar scoliosis: epidemiologic aspects in a low-back pain population. *Spine* 1994;19:123-8.
- 13 Schwab F, Dubey A, Pagala M, Gamez L, Farcy JP. Adult scoliosis: a health assessment analysis by SF-36. *Spine* 2003;28:602-6.
- 14 Schwab FJ, Smith VA, Biserni M, Gamez L, Farcy JP, Pagala M. Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine* 2002;27(4):387-92.
- 15 Esch M van der, Steultjens M, Knol DL, Dinant H, Dekker J. Joint laxity and the relationship between muscle strength and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2006;55(6):953-9.
- 16 Cui L, Perreault EJ, Maas H, Sandercock TG. Modeling short-range stiffness of feline lower hindlimb muscles. *J Biomech* 2008;41(9):1945-52.
- 17 Cholewicki J, Panjabi MM, Khatchatryan A. Stabilizing function of trunk flexor/extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997;22:2207-12.
- 18 Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech* 2001;34(9):1117-23.
- 19 Dieën JH van, Kingma I, Burg JCE van der. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *J Biomech* 2003;36:1829-36.
- 20 Crisco JJ, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine* 1991;16(7):793-9.
- 21 Potvin JR, Brown SH. An equation to calculate individual muscle contributions to joint stability. *J Biomech* 2005;38(5):973-80.
- 22 Cashaback JG, Potvin JR. Knee muscle contributions to joint rotational stiffness. *Hum Mov Sci* 2012;31(1):118-28.
- 23 Cholewicki J, Vliet JJ van. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech* 2002;17(2):99-105.
- 24 Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand* 1989;Suppl 230:1-54.
- 25 Delp SL, Suryanarayanan S, Murray WM, Uhlir J, Triolo RJ. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. *J Biomech* 2001;34(3):371-5.
- 26 Ward SR, Kim CW, Eng CM, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91(1):176-85.
- 27 Brown SH, Ward SR, Cook MS, Lieber RL. Architectural analysis of human abdominal wall muscles: implications for mechanical function. *Spine* 2011;36(5):355-62.
- 28 Lorist MM, Kernell D, Meijman TF, Zijdwind I. Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *J Physiol* 2002;545 (Pt 1):313-9.
- 29 Lippold OC. The tremor in fatigue. In: Porter R, Whelan J, editors. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*, pp 234-48. London: Pitman Medical, 1981.
- 30 Huang CT, Hwang IS, Huang CC, Young MS. Exertion dependent alternations in force fluctuation and limb acceleration during sustained fatiguing contraction. *Eur J Appl Physiol* 2006;97(3):362-71.

Relevante artikelen in het Physiosdossier

- Borghuis J. Het belang van rompstabiliteit. *Physios* 2011-2: 4-11.
- Engelen SJPM van, e.a. De wervelkolom biomechanisch bekeken: hoe belasting kan leiden tot gebreken. *Physios* 2011-4: 14-23.
- Dieën J van. Stabiliteit in menselijk bewegen. Deel 1: een mechanisch perspectief. *Physios* 2012-1: 4-12.